

Quantification of 3D cardiac wall deformation using magnetic resonance tagging

Citation for published version (APA):

Aelen, F. W. L. (1999). *Quantification of 3D cardiac wall deformation using magnetic resonance tagging*. [Doctoral Thesis, Maastricht University]. Universiteit Maastricht. <https://doi.org/10.26481/dis.19991007fa>

Document status and date:

Published: 01/01/1999

DOI:

[10.26481/dis.19991007fa](https://doi.org/10.26481/dis.19991007fa)

Document Version:

Publisher's PDF, also known as Version of record

Please check the document version of this publication:

- A submitted manuscript is the version of the article upon submission and before peer-review. There can be important differences between the submitted version and the official published version of record. People interested in the research are advised to contact the author for the final version of the publication, or visit the DOI to the publisher's website.
- The final author version and the galley proof are versions of the publication after peer review.
- The final published version features the final layout of the paper including the volume, issue and page numbers.

[Link to publication](#)

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal.

If the publication is distributed under the terms of Article 25fa of the Dutch Copyright Act, indicated by the "Taverne" license above, please follow below link for the End User Agreement:

www.umlib.nl/taverne-license

Take down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us at:

repository@maastrichtuniversity.nl

providing details and we will investigate your claim.

Summary

During the cardiac cycle the wall of the left ventricle deforms in a complex manner. During the ejection phase, the heart pumps blood into the aorta, resulting in a decrease of cavity volume combined with thickening of the wall. In addition, torsion of the wall occurs. Torsion is represented by a base to apex gradient of circumferential rotation around the long axis of the left ventricle. This mode of deformation allows for homogeneity of fiber strains and stresses throughout the wall.

Cardiac pathologies such as myocardial infarction or ischemia, abnormal impulse conduction, and hypertrophic cardiomyopathy strongly influence deformation of the left ventricle during the cardiac cycle. Therefore, methods to measure cardiac deformations during the cardiac cycle, and changes thereof in disease, have become important tools in clinical diagnosis. Currently, echocardiography and Magnetic Resonance Imaging (MRI) are used clinically to analyze motion and deformation of heart wall contours. More recently, the advent of Magnetic Resonance (MR) tagging enables noninvasive quantitative analysis of three-dimensional (3D) tissue deformation throughout the heart wall. Using this technique, a pattern of tags is attached noninvasively to the cardiac tissue by local alteration of tissue magnetization. The tagging pattern deforms along with the tissue. Visualization of the tags in MR images provides information on motion and deformation of the cardiac walls. However, clinical application of the technique is significantly impeded because analysis of the acquired images is still laborious. Also, the reconstruction of 3D deformation from multiple cross-sections through the heart is far from optimal.

The general objective of the studies presented in this thesis was the development of a method to quantify 3D left ventricular wall motion from MR-tagged images that is automated to a high degree. Moreover, the method should be flexible in regard to the specific shape of the tags, the number of image cross-sections through the heart, and the specific locations of these cross-sections. We also tried to present the motion information in such a way that it can be easily interpreted by a physician. To accomplish this, we incorporated foreknowledge about expected characteristics of left ventricular wall motion into the analysis. This foreknowledge was represented in a kinematic model, which described wall motion by a limited number of characteristic motion patterns.

First, we focused on quantification of left ventricular wall motion from MR-tagged images of a single cross-section. To this purpose, tags were detected and followed in time (chapters 2 and 3). Most of the methods developed by other groups are also based on this approach, with the distinction that we concentrated on automating the methods. In the later studies (chapters 4 and 5), methods were improved and extended to determine 3D wall motion. To this purpose, MR-tagged images from multiple cross-sections were analyzed simultaneously. The need to detect individual tags was avoided using pattern recognition and image cross-correlation techniques.

In **chapter 2** a method is presented to detect and follow tags in MR-tagged images automatically. To this purpose, techniques were adapted which had been employed earlier in the analysis of video images of optical markers on the epicardial surface. Manual user-interference was limited to delineation of left ventricular wall contours in a single reference frame. The thus found tag tracks were fitted to a kinematic model of cross-sectional motion. The used kinematic model contained the regular modes of cross-sectional motion (area ejection, rotation, and rigid body displacement), supplemented with a two-parameter description of the motion component related to a regional dysfunction. For this description the knowledge was used that, according to finite element models of the mechanics of the infarcted heart, an infarcted region causes motional asymmetry extending far beyond the infarct boundary. MR-tagged images of one short-axis cross-section were acquired in 9 healthy volunteers and in 5 patients with myocardial infarction. Cross-sectional rotation and the decrease in cross-sectional area of the cavity were both found to be greater in the volunteers than in the patients: 6.4 ± 1.5 vs. 3.0 ± 0.8 degrees (mean \pm sd; $p < 0.001$), and 945 ± 71 vs. 700 ± 176 mm² ($p = 0.02$), respectively. In the patients, asymmetry of wall motion, as expressed by a sine wave dependency of contraction around the circumference, was significantly enlarged ($p = 0.02$). It was concluded that the proposed method of kinematic analysis can be used to assess cross-sectional cardiac deformation in humans. Of course, for an accurate description of the influence of myocardial infarction, the analysis needs to be extended to use information on more cross-sections.

Previously, in a mathematical model of left ventricular mechanics it was found that torsion around the long axis was uniquely related to the ratio of cavity volume to wall

volume, in order to homogenize fiber strains throughout the wall during the ejection phase. In order to verify this prediction, in **chapter 3** the above-described method for analysis of MR-tagged images was extended to enable determination of torsion of the left ventricle. MR-tagged images from two parallel short-axis cross-sections were acquired in 9 healthy volunteers. Tags were detected and followed for each cross-section independently, as described in chapter 2. Torsion was calculated from the difference in rotation between the two cross-sections. Contraction was quantified as the change in the logarithm of the ratio of summed cavity area to summed wall area of the two cross-sections. Linear regression was applied to torsion as a function of contraction. The slope thus found (-0.173 ± 0.024 rad, mean \pm sd) was in agreement with predictions by the earlier presented model of left ventricular mechanics (-0.194 ± 0.026 rad). Since equilibria of forces in the wall were essential to this model, in the real heart these equilibria are likely to be the main determinants of physiologic cardiac motion.

In **chapter 4** the step was made towards a full 3D kinematic analysis. MR-tagged images were acquired from two short-axis cross-sections and two perpendicular long-axis cross-sections in 10 healthy volunteers. A previously developed 3D kinematic model was used to describe the normal pattern of global left ventricular wall motion. Parameters in the kinematic model were determined from the images using image cross-correlations rather than detection of individual tags. More specifically, using the 3D kinematic model the deformed tagging pattern was deformed back to its initial undeformed state, for all considered moments in time. This was done for all cross-sections simultaneously, thus merging the information of multiple 2D images directly into 3D motion information. The method is highly automated and to a great extent independent of the shape of the tags. Again, manual user-interference was limited to delineation of left ventricular wall contours at a single reference time. The method was shown to work in healthy volunteers. Compared to the tag detection method developed in chapters 2 and 3, the image correlation method proved to be less sensitive to noise in the images.

In **chapter 5** a kinematic model was developed that allows for a description of a 3D motion field with regional abnormalities. Again, MR-tagged images were acquired from two short-axis cross-sections and two mutually perpendicular long-axis cross-sections. The parameters in the kinematic model were estimated in a similar manner

as in chapter 4. The number of motion modes allowed was extended to determine left ventricular wall thickening and circumferential, longitudinal, and area strains. Measurements were performed in 9 healthy volunteers as well as in 2 patients with myocardial infarction. Strain values in the volunteers were within the normal physiological range. In both patients the location of the region of diminished area strain coincided with the clinically determined location of the infarction. Manual user-interference time was approximately 10 minutes per subject. We conclude that the developed image correlation method allows for quantification of inhomogeneous 3D cardiac wall deformation by means of MR tagging in a highly automated way. For better clinical application, it is recommended that the spatial resolution be increased by acquiring images from more cross-sections through the heart. In conjunction, the kinematic model should be extended to allow for the higher spatial resolution.

The following conclusions may be formulated on the basis of the studies presented in this thesis:

1. We succeeded in developing methods to quantify 3D cardiac wall deformation in a highly automated way. User-interference was limited to segmentation of the cardiac wall in imaged cross-sections at one single reference time.
2. The developed image correlation method is flexible in regard to the specific tagging technique used (tag shape, image quality and contrast) and the desired spatial resolution of the motion field, which is associated with the number and locations of the cross-sections through the heart.
3. Complex wall deformation can be described by a limited number of kinematic parameters, forming the basis of characteristic motion patterns. Recognition of these patterns may facilitate diagnosis in routine clinical application.
4. In the healthy human left ventricle torsion around the long axis and the ratio of cavity volume to wall volume are uniquely related during the ejection phase. This unique relation is connected with the homogeneous distribution of fiber strains and stresses throughout the left ventricular wall.
5. The methods can be applied in healthy volunteers as well as in patients with inhomogeneously contracting hearts.

Samenvatting

Gedurende de hartcyclus vervormt de wand van het linker ventrikel van het hart op een complexe manier. Tijdens de ejectiefase pompt het hart bloed in de aorta, waarbij het holtevolume van het linker ventrikel afneemt en de wand dikker wordt. Tegelijkertijd ondergaat de wand een torsiebeweging, gekenmerkt door een verschil in rotatie om de lange as tussen basis ("bovenkant") en apex ("onderkant"). Deze vervormingscomponent zorgt voor een homogene belasting van spiervezels in de hartwand.

Hartafwijkingen zoals hartinfarct, ischemie, abnormale impulsgeleiding en hypertrofe cardiomyopathie hebben een sterke invloed op de vervormingen van de linker ventrikelwand gedurende de hartcyclus. Methoden die de vervormingen van de hartwand en veranderingen daarvan kunnen meten zijn daarom een belangrijk hulpmiddel geworden bij de diagnose van hartafwijkingen. In de kliniek wordt momenteel voornamelijk echocardiografie en Magnetic Resonance Imaging (MRI) gebruikt om bewegingen en vervormingen van de contouren van de hartwand te analyseren. Met de komst van de Magnetic Resonance (MR) tagging techniek wordt het mogelijk om noninvasief driedimensionale (3D) weefselvervormingen in de hartwand kwantitatief te analyseren. Met behulp van deze techniek wordt een patroon van tags (= markeerders) noninvasief in het hartweefsel aangebracht door de magnetisatie van het weefsel lokaal te veranderen. Het tagging patroon vervormt vervolgens met het weefsel mee. Visualisatie van de tags in opeenvolgende MR beelden geeft informatie over beweging en vervorming van de hartwand. Klinische toepassing van de methode wordt momenteel beperkt doordat de analyse van de verkregen beelden erg tijdrovend is. Bovendien is de reconstructie van 3D vervormingen uit meerdere 2D beelddoorsneden nog verre van optimaal.

Het hoofddoel van het in dit proefschrift beschreven werk was de ontwikkeling van een methode om 3D vervormingen van de hartwand te kunnen kwantificeren met behulp van MR tagging op een in hoge mate geautomatiseerde manier. De methode behoort flexibel te zijn voor wat betreft de precieze vorm van de tags, het aantal gebruikte beelddoorsneden door het hart en de positionering van deze doorsneden. Voorts is getracht om de bewegingsinformatie zodanig te presenteren dat deze gemakkelijk geïnterpreteerd kan worden door een medicus. Om dit te bereiken

hebben we voorkennis over de te verwachten karakteristieken van linker ventrikel wandbewegingen in de analyse verwerkt. Deze voorkennis is vastgelegd in een zogenaamd kinematisch model, waarin wandbewegingen worden beschreven aan de hand van een beperkt aantal karakteristieke bewegingspatronen.

Het werk is begonnen met de ontwikkeling van een methode voor kwantificering van linker ventrikel wandbewegingen met gebruik van slechts één MR tagging doorsnede. Hiertoe werden afzonderlijke tags gedetecteerd en gevolgd in de tijd (hoofdstukken 2 en 3). De tot nu toe gebruikelijke methoden zijn meestal ook gebaseerd op deze aanpak. In het huidige onderzoek is relatief veel aandacht besteed aan automatisering van de methoden. Vervolgens (hoofdstukken 4 en 5) zijn de methoden verbeterd en uitgebreid met de analyse van wandbewegingen in 3D. Om dit te realiseren werden MR tagging beelden van meerdere doorsneden van het linker ventrikel simultaan geanalyseerd. Door toepassing van kruiscorrelatietechnieken bij de bewegingsdetectie in MR beeldreeksen verviel de noodzaak tot het detecteren van individuele tags.

In **hoofdstuk 2** is een methode gepresenteerd om tags in MR beelden geautomatiseerd te detecteren en te volgen. Bestaande technieken voor de analyse van videobeelden van optische markeerders op het hartoppervlak zijn hiervoor gemodificeerd. Handmatige handelingen zijn beperkt gebleven tot het aangeven van linker ventrikel wandcontouren in één enkel referentiebeeld. De op deze manier gevonden tag-sporen werden gefit op een kinematisch model dat de 2D beweging binnen een doorsnede beschrijft. Het gebruikte kinematisch model bevatte naast de reguliere bewegingscomponenten binnen een doorsnede (vermindering van holte-oppervlakte, rotatie en verplaatsing) een additionele 2-parameter beschrijving van een aan regionale dysfunctie gerelateerde bewegingscomponent. Bij deze beschrijving is voorkennis gebruikt die verkregen is uit simulaties met numerieke modellen van de mechanica van het geïnfarcteerd hart. Hierbij bleek dat een geïnfarcteerd gebied een bewegingsasymmetrie veroorzaakt die zich tot ver buiten de infarctgrens uitstrekt. De ontwikkelde methode van bewegingsanalyse werd getest bij 9 gezonde vrijwilligers en bij 5 patiënten met een hartinfarct. Hierbij werden MR tagging beelden gemaakt van één korte as doorsnede. Rotatie en afname van de holte-oppervlakte waren beide groter voor de vrijwilligers dan voor de patiënten: $6,4 \pm 1,5$ versus $3,0 \pm 0,8$ graden (gemiddelde \pm standaard deviatie; $p < 0,001$).

respectievelijk, 945 ± 71 versus 700 ± 176 mm² ($p=0,02$). De asymmetrie van wandbeweging werd uitgedrukt als de sinusoidale component in de relatie tussen omtreksverkorting en circumferentiële positie op de wand. Bij de patiënten bleek deze maat van asymmetrie van wandbeweging significant vergroot ($p=0,02$). Geconcludeerd kan worden dat de voorgestelde methode van bewegingsanalyse gebruikt kan worden om hartwandvervormingen binnen een hartdoorsnede te bepalen in mensen. Voor een accurate beschrijving van de invloed van een hartinfarct moet de analyse uitgebreid worden door informatie te benutten van meerdere doorsneden.

Ervan uitgaande dat de belasting van spiervezels in de hartwand homogeen verdeeld is, werd eerder in een mathematisch model van de mechanica van het linker ventrikel gevonden dat er gedurende de ejectiefase een unieke relatie bestaat tussen de hoeveelheid torsie en de verhouding van holtevolume tot wandvolume. Om deze voorspelling te verifiëren is in hoofdstuk 3 de methode van bewegingsanalyse uitgebreid teneinde torsie van het linker ventrikel te kunnen bepalen. MR tagging beelden van twee parallelle korte as doorsneden werden gemaakt bij 9 gezonde vrijwilligers. Tags werden gedetecteerd en gevolgd voor iedere doorsnede apart, zoals beschreven in hoofdstuk 2. Torsie werd bepaald uit het verschil in rotatie tussen de twee doorsneden. Contractie werd gekwantificeerd als de verandering in de logaritme van de verhouding van holte-oppervlakte tot wandoppervlakte van de twee doorsneden. Lineaire regressie, toegepast op torsie als een functie van contractie, resulteerde in een helling van -0.173 ± 0.024 rad. Deze waarde komt goed overeen met voorspellingen door het eerder genoemde model van linker ventrikel mechanica (-0.194 ± 0.026 rad). Aangezien een gelijke verdeling van mechanische spanningen over de spiervezels in de hartwand essentieel is in dit model, is het waarschijnlijk dat ook in het echte hart deze gelijkmatigheid bepalend is voor de vervorming van de hartwand gedurende de hartcyclus.

In hoofdstuk 4 is de stap gemaakt naar een volledig 3D kinematische analyse. Hierbij hebben we de beschikking over MR tagging beelden van twee korte as doorsneden en twee onderling loodrechte lange as doorsneden. Een eerder ontwikkeld 3D kinematisch model is aangepast om het normale patroon van globale linker ventrikel wandbewegingen te beschrijven. Parameterwaarden in het model werden bepaald uit de beelden gebruikmakend van beeld-kruiscorrelaties. Er hoefden dus geen individuele tags gedetecteerd te worden. Er werd namelijk gebruik gemaakt

van het 3D kinematisch model om het vervormde patroon van tags voor alle tijdstippen terug te vervormen naar zijn oorspronkelijke, onvervormde toestand. Dit werd gedaan voor alle beelddoorsneden simultaan, zodat op deze manier informatie van meerdere 2D beelden rechtstreeks werd samengevoegd om de best passende 3D vervorming van de linker ventrikelwand te bepalen. De methode is in hoge mate geautomatiseerd en onafhankelijk van de precieze vorm van de tags. Handmatige handelingen zijn weer beperkt gebleven tot het aangeven van linker ventrikel wandcontouren op één enkel referentietijdstip. In een experimentele serie van 10 gezonde vrijwilligers werd aangetoond dat de methode werkt. Vergeleken met de tag detectie methode, zoals beschreven in hoofdstukken 2 en 3, blijkt de beeld-correlatiemethode minder gevoelig te zijn voor ruis in de beelden.

In hoofdstuk 5 is een kinematisch model ontwikkeld dat het mogelijk maakt om een beschrijving te geven van een 3D bewegingsveld met regionale afwijkingen. Het aantal bewegingscomponenten in het model is hiertoe uitgebreid om wandverdikking en circumferentiële-, longitudinale- en oppervlakterekken te kunnen bepalen. Er werden weer MR tagging beelden gemaakt van twee korte as doorsneden en twee onderling loodrechte lange as doorsneden. De parameterwaarden in het kinematisch model werden geschat op een vergelijkbare manier als in hoofdstuk 4, dat wil zeggen dat ook hier gebruik gemaakt is van beeld-kruiscorrelaties. Metingen werden uitgevoerd bij 9 gezonde vrijwilligers en in 2 patiënten met een hartinfarct. Rekwaarden waren voor de vrijwilligers binnen het normale fysiologische bereik. In beide patiënten bleek de locatie van het gebied met verminderde oppervlakterek overeen te komen met de klinisch bepaalde locatie van het infarct. De tijd die nodig was voor handmatige handelingen tijdens de analyse bleef beperkt tot ongeveer 10 minuten per persoon. Geconcludeerd kan worden dat de ontwikkelde beeld-correlatiemethode geschikt is om inhomogene 3D hartwandvervormingen te kwantificeren met behulp van MR tagging. Voor betere klinische toepassing dient de spatiële resolutie verhoogd te worden door beelden van meer doorsneden door het hart te maken. In combinatie hiermee moet dan ook het kinematisch model uitgebreid worden om de hogere spatiële resolutie in beweging te kunnen beschrijven.

Naar aanleiding van de in dit proefschrift beschreven onderzoeken zijn de volgende conclusies geformuleerd:

1. We zijn erin geslaagd methoden te ontwikkelen om 3D hartwandvervormingen te kwantificeren met behulp van MR tagging, op een in hoge mate geautomatiseerde manier. Handmatige handelingen zijn beperkt tot het aangeven van linker ventrikel wandcontouren in beelddoorsneden op slechts één enkel referentietijdstip.
2. De ontwikkelde beeldcorrelatiemethode is flexibel voor wat betreft de precieze vorm van de tags, de beeldkwaliteit en de gewenste spatiële resolutie van het bewegingsveld, welke gerelateerd is aan het aantal en de locaties van de beelddoorsneden door de hartwand.
3. Complexe hartwandvervormingen kunnen beschreven worden met behulp van een beperkt aantal kinematische parameters, die de basis vormen van karakteristieke bewegingspatronen. Herkenning van deze patronen kan helpen bij routinematige diagnose van bepaalde hartziekten, zoals bijvoorbeeld een hartinfarct.
4. In het gezonde menselijke linker ventrikel bestaat er gedurende de ejectiefase een unieke relatie tussen torsie om de lange as en de verhouding van volume-ejectie tot wandvolume. Deze relatie wordt bepaald door de homogene verdeling van spiervezelverkorting gedurende de ejectiefase.
5. De ontwikkelde methoden voor bewegingsanalyse kunnen toegepast worden in zowel gezonde vrijwilligers als in patiënten met een inhomogeen contraherend hart.